

## 胸部X線像における肺腫瘍影のコンピュータによる 画像認識的解析に関する研究

森 雅 樹

札幌医科大学内科学第3講座 (主任 鈴木 明 教授)

### Studies on Computerized Image Recognition of Pulmonary Nodules in Chest Radiographs

Masaki MORI

*Department of Internal Medicine (Section 3), Sapporo Medical College  
(Chief : Prof. A. Suzuki)*

**ABSTRACT** In order to clarify the correlation between the interpretation by observers and the computerized detection of pulmonary nodules, both an interpreting experiment and a computerized image analysis of conventional chest radiographs of 192 cases, each of which contained a pathologically proven tumor nodule, were performed.

Two kinds of directional contrast filters (DCF's) were developed for this study, one for detecting nodular densities, DCF(N), and the other for detecting linear or vascular densities, DCF(V).

Three major groups of candidates detected by DCF(N) were tumor nodules (181 areas), overlapping blood vessels (1045 areas), and overlapping ribs (730 areas). The mean values and gradients of DCF(N) output of nodule candidates were significantly different from those of blood vessel candidates and rib candidates.

As for the nodules, computerized detection was considered as confirmed if included in the first to the twentieth ranked candidates, as in 170 (88.5%) of the 192 cases. Significant correlation was seen between the rank of the candidates and the DCF(N)-detected area, and between the rank of the candidates and the mean value of DCF(N) output of the central portion of the candidates.

Factors affecting the detectability of pulmonary nodules in the experiment of observer interpretation of chest radiographs were the area, density, vascular convergence of nodules, and the degree of overlay of nodules with posterior ribs. These results were also recognized by the data of computerized image analysis.

These findings suggest that the computerized image recognition of chest radiographs with DCF(N) and DCF(V) finds some of the characteristic features of lung nodules and might have a role in the development of a computerized support system for detecting pulmonary nodules in chest radiographs.

(Received July 4, 1989 and accepted July 17, 1989)

**Key Words :** Computerized image recognition, Pulmonary nodule, Chest radiograph

#### 1 緒 言

胸部X線単純撮影法は、胸部疾患の診断で多くの場合第一に選択される検査法である。しかし、X線像の読影結果は読影者間によって、あるいは同一読影者が

読影時点を変えて再読影することによっても、差を生ずることが多いことが知られている<sup>1-3)</sup>。集団検診での肺腫瘍影の検出に関しては、見落としや誤診例を少なくするために1枚のフィルムを同一読影者が2回読影する再読影、2名の読影者が独立に読影する二重読影、あ

るいは前回撮影時のX線像と比較する比較読影が必要であるとする報告が多い<sup>4-8)</sup>。いずれにしても、主観的な要素の多い読影行為に何らかの形で客観的な指標を加えることが出来れば、読影の精度と再現性を向上させ得ると考えられる。

医用画像に対するデジタル画像処理には、画像変換・画質改善の処理と画像解析・画像認識の処理とがある<sup>9)</sup>。画像変換・画質改善の処理は、CT、RI画像などの分野で既に広く用いられている。しかし、画像解析・画像認識の処理については、画像の特徴を抽出し解析する処理過程が必要となる。そのため、血球の自動分類や染色体の解析等に臨床応用されているが、複雑なX線像の認識の処理については少数の報告があるのみで<sup>10-15)</sup>、臨床応用される段階には至っていない。コンピュータによる画像認識の処理によって画像の特徴の数値化、客観化が出来れば、読影における再現性を高め、あるいは診断能や診断精度向上のための支援システムとして利用できる可能性がある。本研究の目的は、X線像読影のうちで肺腫瘍影の検出に関して人間の検出傾向とコンピュータ処理の傾向を比較し、腫瘍影の検出に影響するX線像の因子を客観化することによって、診断支援システム化への基礎データを得ることである。

## 2 方 法

### 2.1 胸部 X 線像

肺腫瘍影を含むX線像として、全国肺がん患者登録に登録されている腺癌の手術例の胸部単純正面背腹像を全国の複数施設から収集し、本学の腺癌手術例15例を加えた肺野型小型肺癌計192例の胸部直接撮影像を材料とした。男性104例、女性88例、年齢は33~77歳(平均 $58.7 \pm 9.6$ : mean  $\pm$  S.D.)、X線像での腫瘍径は9~30 mm(平均 $17.2 \pm 3.8$ : mean  $\pm$  S.D.)である。原発巣の部位は、右肺122例(上葉72例、中葉21例、下葉29例)、左肺70例(上葉51例、下葉19例)である。

また、読影実験におけるコントロールフィルムとして、正常人の胸部直接撮影像118枚を使用した。男性55例、女性63例、年齢は34~73歳(平均 $49.2 \pm 11.2$ : mean  $\pm$  S.D.)である。

### 2.2 読影実験

多数のX線像を短時間に読影する場合の、医師による肺腫瘍影の検出能を検討した。なお、本研究では真陽性、偽陰性率についてのみ検討を加えた。肺腫瘍影を含むフィルムと含まないフィルムを混合して提示す

るために肺癌X線像192例にコントロールフィルム118例をノイズとして加え、計310枚のX線像を無作為順に1枚ずつシャカステン上に示して、5秒間読影させた。読影者数は呼吸器疾患を主体とする内科学講座に所属する医師27名で、読影経験年数別では7年間以上7名、6年以上7年間未満7名、1年以上6年間未満6名、および医師免許取得後1年間以下の者7名である。読影基準は、腫瘍影が存在するとした場合には部位と確信度を記入させた。正診の場合には確信度に従って、確実3点、ほぼ確実2点、可能性あり1点としてスコア化した。腫瘍影の見落としや、部位の誤認は0点とした。従って、読影者全員が確実として正診したX線像の平均スコアは3.0点となる。

### 2.3 胸部 X 線像の特徴の分析

肺癌192例のX線像の特徴とデジタル処理データとの比較検討を行う目的で、腫瘍影と腫瘍周辺の画像を取り上げてX線像を分析した。

X線像は、本学で撮影されたX線像(140 kVp, 4~6 mAs, フィルム: Kodak TMG®, 増感紙: レイネックス・メディウム®)と比較し、黒化度(高, 中, 低), コントラスト(高, 中, 低), および骨・縦隔の見え方(良, 可, 不良)を3段階に評価し、スコア化した。

腫瘍影の特徴の指標として、重なって存在する末梢血管影の数を算定した。腫瘍影の濃度を高, 中, 低の3段階に評価し、スピキュラの程度は高度, 軽度, 認めずの3段階に評価し、いずれもスコア化した。腫瘍影と前または後肋骨との重なりを、肋骨1/6本の幅を1単位として算定し、6/6本を越えるものは7単位として7段階に評価してスコア化した。

腫瘍周辺領域は腫瘍辺縁から1.5 cm 外側までの環状域とした。同領域の特徴の指標として、同領域内に見られる血管影の数を算定し、あわせて血管収束像の程度を高度, 軽度, 認めずの3段階に評価し、スコア化した。

### 2.4 デジタル処理

肺腫瘍影を含むX線像は、レーザースキャナ(レーザフィルムリーダー2901 A; 阿部設計)でサンプリング・ピッチを0.2 mm, フィルムの濃度0~4を256階調でデジタル化して読み込み、これを「オリジナルデータ」とした。

コンピュータ処理は、本学に設置された大型計算機(IBM 3081 K-VM/CMS)で行った。画像処理にはイメージプロセッサNEXUS 6810を併用し、接続された高解像度モニタ(model C-3920; 三菱電機)で画像を観察した。

## 2.5 画像処理

### 2.5.1 肺腫瘍影とその周辺領域の特徴の分析

モニタにオリジナルデータの濃度分布画像を表示し、ディジタイザーを用いて腫瘍影の範囲を入力してX線像上の腫瘍影の実測面積を求めた。

オリジナルデータの腫瘍部と腫瘍周辺領域を、2.5.2で述べる2種類のフィルタで処理した。また、濃度値統計量<sup>16)</sup>の一つであるエントロピーを腫瘍部と腫瘍周辺領域について求めた。フィルタ処理データとエントロピー値を、2.3のX線像の特徴と比較検討した。

### 2.5.2 肺腫瘍影候補領域検出用フィルタとその特性評価

肺腫瘍の自動検出と肺血管影の抽出を目的として、2種類の指向性コントラスト・フィルタ (Directional Contrast Filter; DCF) を開発した。肺腫瘍影などの限局性濃度域検出用のDCF(N)、および血管影などの線状方向成分を検出するためのDCF(V)である。両フィルタの構造と特性であるが、DCF(N)は3重同心円構造をしており、重なって存在する方向成分を考慮したときの中央部と外層部分との濃度比に応じた出力値を算出する特性を持たせるように設計した。また、DCF(V)は、2重同心円構造をしており、中心を横切る最

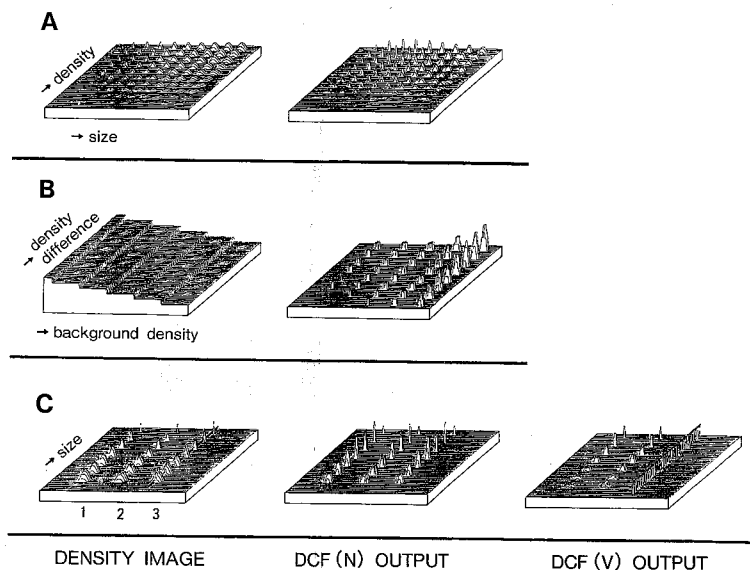
大方向成分を強調する特性を持たせるように設計した<sup>17)</sup>。

ファントム画像をコンピュータ上で作製し、両フィルタの特性の基礎的評価を行った (Fig. 1)。腫瘍影の大きさと濃度は、背景濃度を一定として腫瘍影の直径を4~40 mmまで10段階に、同時に濃度差を2~20階調まで2階調ごとに10段階に変化させた(ファントムA)。背景濃度と腫瘍影の濃度差は、背景から一定の濃度差(5~12階調)を有する大きさ一定の腫瘍影を、背景濃度がn階調(n=31, 63, 95, 127, 159)の帯状領域内に配置した(ファントムB)。濃度パターンは、腫瘍状の濃度域、中央部の濃度が軽くカルデラ状に低い濃度域、および腫瘍影に血管陰影に相当する線状の濃度が重なった濃度域の3種類とした(ファントムC)。DCF(N)の特性をファントムA, B, Cで評価した。DCF(V)の特性の評価には、ファントムCを用いた。

### 2.5.3 フィルタ処理による肺腫瘍影候補領域の検出

オリジナルデータの空間分解能を0.2 mmから1 mmに圧縮して「入力データ」とし、同データをDCF(N)で処理して「出力データ」を求めて肺腫瘍影候補領域の検出と解析を行った。

フィルタ処理による肺腫瘍影の検出では、検出対象



**Fig. 1** Three-dimensional images of phantoms for the evaluation of DCF(N) and DCF(V). A) Phantom of nodules for size and density tests. Sizes are from 4 to 40 mm in diameter, and densities are from 2 to 20 gray levels. B) Nodular densities on different background. C) Three kinds of nodular density patterns; 1) density in the central zone of the nodule is the highest, 2) density in the central zone is lower than that of middle zone, 3) vascular density is overlapping with nodular densities. The left column shows density images and the middle column shows DCF(N) output images of phantoms A), B), and C). The right column shows a DCF(V) output image of phantom C).

とする肺領域の設定は重要である。これまでの報告では縦隔、心臓や横隔膜と重なった肺部分を肺領域に含めていないことが多く<sup>10,13)</sup>、対象領域の限定による腫瘍影検出効率の低下を招く可能性がある。そのため、本研究ではそれらの構造と重なる肺部分を出来るだけ含めるように、両側肺尖部、外側胸膜面、左右肋骨横隔膜角および右心横隔膜角を結んだ領域を肺領域とした。

肺領域内にみられた候補陰影を、出力値の大きい順に1位から上位20位までを検出した。各領域の検出順位、DCF(N)出力面積、最大出力値の位置およびDCF(V)での再処理出力値を登録した。肺腫瘍影については、20位以内の候補として検出されないものはコンピュータによる「見落とし例」とした。

#### 2・5・4 肺腫瘍影候補領域の解析

候補領域の解析のために、DCF(N)出力値の位置と範囲をモニタ上で入力データすなわちデジタル化した胸部X線像に重ねて表示させた。候補領域が、腫瘍影か、あるいは血管や肋骨などの重なり像に相当するのかを登録した。つぎに、各候補領域の最大出力点を中心に半径3, 6, 9, 12, 15 mmの5重同心円を2・5・3の入力と出力データの両者について設定し、各環状域の濃度または出力値の平均値、濃度または出力値の勾配が中心点に向かっている成分の割合、および各候補領域の濃度または出力値の半値幅の値を、入力データと出力データについてそれぞれ求めた。

#### 2・6 統計処理

データは、特記したものを除いて平均値±標準誤差

で表した。統計処理は大型計算機上でAS(application system)の統計パッケージを用い、有意差の検定は $\chi^2$ 検定、Studentのt検定またはMann-WhitneyのU検定で行った。

### 3 結 果

#### 3・1 読影実験

確信度3点の満点から見落しの0点までのスケールで行った読影成績で、平均スコアが2.00以上のX線像は192例中134例(69.8%)、2.00未満1.00以上は31例(16.1%)であり、1.00未満は27例(14.1%)であった。全読影者27名の平均スコアは、 $2.11 \pm 0.06$ であった(Table 1)。経験年数別では、7年以上群と1年以上6年未満群間で平均スコアに有意差( $p < 0.05$ )、1月間以下群と読影経験が豊富な他の3群間で平均スコアに有意差( $p < 0.0001$ )を認めた。

読影者27名が192枚のX線像を読影した延べ5,184枚の読影で、腫瘍影の存在を正診したのは4,240枚(81.8%)で、見落としは944枚(18.2%)であった。経験年数による群別での見落とし率は、経験年数の少ない群に多い傾向を認めた。1月間以下群の読影者全員が見落した症例は15例あったが、いずれのX線像も他群での平均スコアが低値であり、この15症例を7年以上群が読影したスコアは $0.78 \pm 0.17$ であった。

平均スコア1.50未満のX線像群(43例)と2.75以上のX線像群(43例)を対象に、2・3の各パラメータを比較した(Table 2)。両群間で、腫瘍影の濃度、血

Table 1 Results of the experiment of observer interpretation of chest radiographs of 192 cases with lung cancer.

Observers' group	Score of interpretation	Overlooked
I. all observers (n=27)	$2.11 \pm 0.06$	18.2%
II. groups of observers with period of interpreting experience		
A) 7≤yrs (n=7)	$2.42 \pm 0.06$	12.5%
B) 6≤yrs<7 (n=7)	$2.28 \pm 0.06$	15.6%
C) 1≤yrs<6 (n=6)	$2.16 \pm 0.06$	16.3%
D) 0<yrs≤0.1 (n=7)	$1.61 \pm 0.07$	28.2%

Score of interpretation: average of score of interpreting experiment. Overlooked: percentage of overlooked cases. yrs: years of interpreting experience of chest radiographs.

All values are expressed as mean±S.E.

\*  $p < 0.0001$

\*\*  $p < 0.01$

\*\*\*  $p < 0.05$

**Table 2** Comparison of parameters between chest radiographs of low score group and high score group in the interpretation experiment (I).

Parameters	Cases(score* < 1.50) (n=43)	Cases(score* ≥ 2.75) (n=43)	
Interpreting experiment			
Score of interpretation	0.79 ± 0.07	2.86 ± 0.01	p < 0.0001
Characteristics of density image			
Area of nodule (mm <sup>2</sup> )	213.28 ± 14.71	295.77 ± 18.47	p < 0.001
Score of nodule density	1.56 ± 0.50	2.00 ± 0.08	p < 0.0001
Score of vascular convergence	0.21 ± 0.06	0.74 ± 0.10	p < 0.0001
Score of spicula formation	0.33 ± 0.08	0.79 ± 0.11	p < 0.01
Score of overlay with posterior ribs	2.72 ± 0.33	4.47 ± 0.27	p < 0.0001
Score of overlay with anterior ribs	2.44 ± 0.33	2.67 ± 0.36	n. s.
Blood vessels overlaid with nodule	2.77 ± 0.29	3.67 ± 0.33	p < 0.05
Blood vessels in the surrounding region of nodule	8.67 ± 0.45	10.54 ± 0.61	p < 0.02
Computed values			
Entropy value of nodule region	3.492 ± 0.055	3.408 ± 0.054	n. s.
Entropy value of surrounding region of nodule	3.627 ± 0.058	3.440 ± 0.055	p < 0.05
Output of DCF(V), nodule region	23.651 ± 1.363	23.860 ± 1.121	n. s.
Output of DCF(V), surrounding region of nodule	22.061 ± 1.001	21.442 ± 0.847	n. s.

\* score: average of score of interpretation experiment.

Blood vessels: number of blood vessels. Output of DCF(V): part of the area of the region, which is output by filtering with DCF(V).

All values are expressed as mean ± S.E.

n. s.; not significant

管収束像の程度、後肋骨との重なり程度の程度に有意差 ( $p < 0.0001$ ) を認め、腫瘍影の面積に有意差 ( $p < 0.001$ ) を認めた。しかし、両群間で、前肋骨との重なり程度には差を認めなかった。なお、X線像の撮影条件には、両群間で差を認めなかった。

### 3.2 DCF(N) と DCF(V) の特性評価

DCF(N) と DCF(V) の特性評価の結果を Fig. 1 に示す。背景濃度が一定の場合、直径が最も小さく濃度差の小さい3段階と、直径8mmで濃度差の最も小さい1段階の部位を除いて、DCF(N)の出力が認められ、出力値が最も高くなったのは直径16, 20mmで濃度差20段階調の部位であった (Fig. 1A)。一定の濃度差のものでは、同一濃度差であっても背景濃度が高ければDCF(N)出力値が低くなり、背景濃度が最も高く濃度差の小さい2段階と、背景濃度が次に高く濃度差の最も小さい1段階は検出されなかった (Fig. 1B)。濃度比を一定としたファントム実験では、背景濃度が異なっても、濃度比すなわちコントラストが同じであれば同一の出力値が得られた。一方、濃度パターンでは、中央部が軽いカルデラ状の濃度域のDCF(N)出力値は、中央部

濃度が最も高い濃度域よりやや低い出力にとどまった。線状濃度が重なった腫瘍影のDCF(N)出力値も、中央部濃度が最も高い濃度域よりやや低い出力にとどまったが、検出は可能であった。同ファントムのDCF(V)処理では、線状濃度成分が強調され、腫瘍状陰影の出力は低値であった (Fig. 1C)。

### 3.3 DCF(N) 処理による肺腫瘍候補領域の検出と解析

肺癌X線像の入力データのDCF(N)処理では、192例で合計3,840個の候補領域を検出した。候補領域として腫瘍影部を検出したのは181部位で、腫瘍以外の陰影を腫瘍候補部位として検出したものを分析すると、大動脈弓部が201部位、血管影同士の重なりは1,045部位、肋骨同士の重なりは730部位、鎖骨と肋骨の重なりは170部位、鎖骨と胸壁の重なりは171部位、横隔膜面は233部位、心辺縁部は361部位、心以外の縦隔部は513部位、外側胸膜面は202部位、その他33部位であった。なお、血管と肋骨が重なった候補領域については、検出された濃度の主体がどちらの成分かを判断して、血管影の重なり群か肋骨の重なり群に入れ

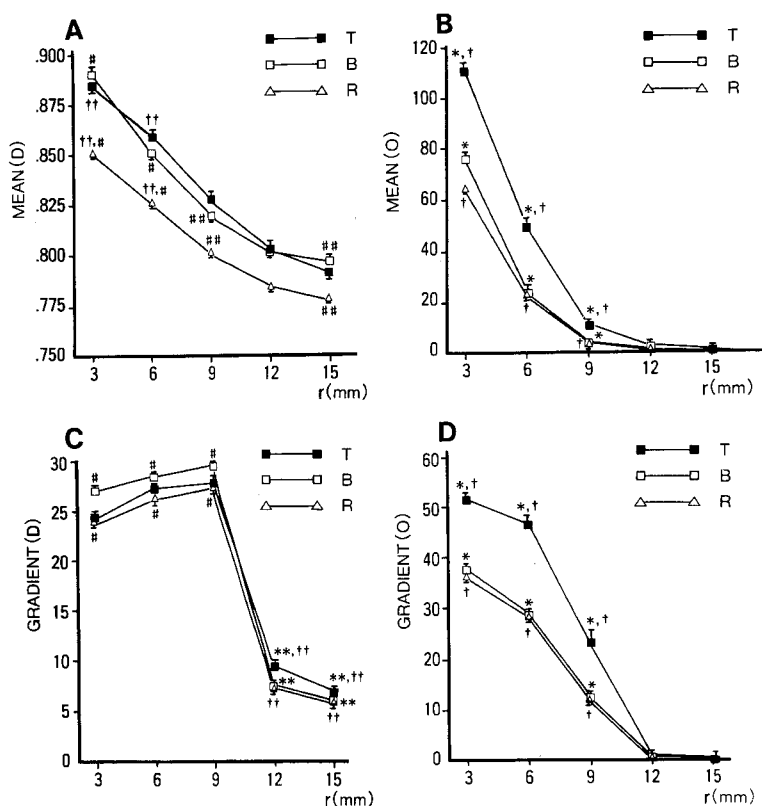
**Table 3** Comparison of parameters between nodule candidates, blood vessel candidates and rib candidates.

Parameters	Candidates			T vs B	T vs R	B vs R
	T (n=181)	B (n=1,045)	R (n=730)			
Rank of order of candidates	6.03 $\pm$ 0.37	8.89 $\pm$ 0.17	12.15 $\pm$ 0.20	p<0.0001	p<0.0001	p<0.0001
Area detected by DCF(N) (mm <sup>2</sup> )	131.03 $\pm$ 7.29	73.63 $\pm$ 1.51	93.69 $\pm$ 2.75	p<0.0001	p<0.0001	p<0.0001
Area overlapping with DCF(V) (%)	64.14 $\pm$ 0.47	68.29 $\pm$ 0.34	62.73 $\pm$ 0.35	p<0.0001	p<0.02	p<0.0001
FWHM of density data (mm)	12.853 $\pm$ 0.168	10.603 $\pm$ 0.078	11.619 $\pm$ 0.101	p<0.0001	p<0.0001	p<0.0001
FWHM of DCF(N) output (mm)	8.266 $\pm$ 0.105	7.327 $\pm$ 0.057	7.651 $\pm$ 0.046	p<0.0001	p<0.0001	p<0.0001

T: nodule candidates, B: blood vessel candidates, R: rib candidates.

Area overlapping with DCF(V): part of DCF(N)-detected area, which is overlapping with DCF(V) output. FWHM: full width at half maximum.

All values are expressed as mean $\pm$ S. E.

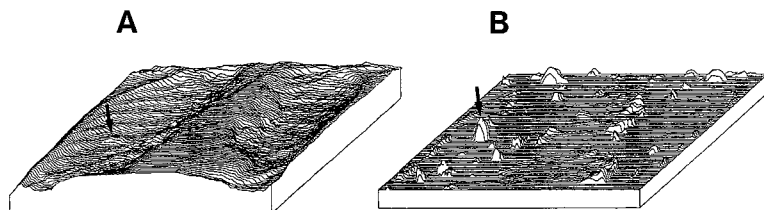


**Fig. 2** Comparison of parameters between T, B and R group candidates. A) MEAN(D): mean value of density of an annular region of fivefold concentric circles. r: radii of five annular regions (mm). Center of the concentric circles is located at r=0. B) MEAN(O): mean value of DCF(N) output of an annular region. C) GRADIENT(D): degree of gradient of density toward the top of the center. D) GRADIENT(O): degree of gradient of DCF(N) output toward the top of the center.

All values are expressed as mean $\pm$ S. E.

\* T vs B p<0.0001, \*\* T vs B p<0.001 † T vs R p<0.0001,

‡ T vs R p<0.001 # B vs R p<0.0001, ## B vs R p<0.001

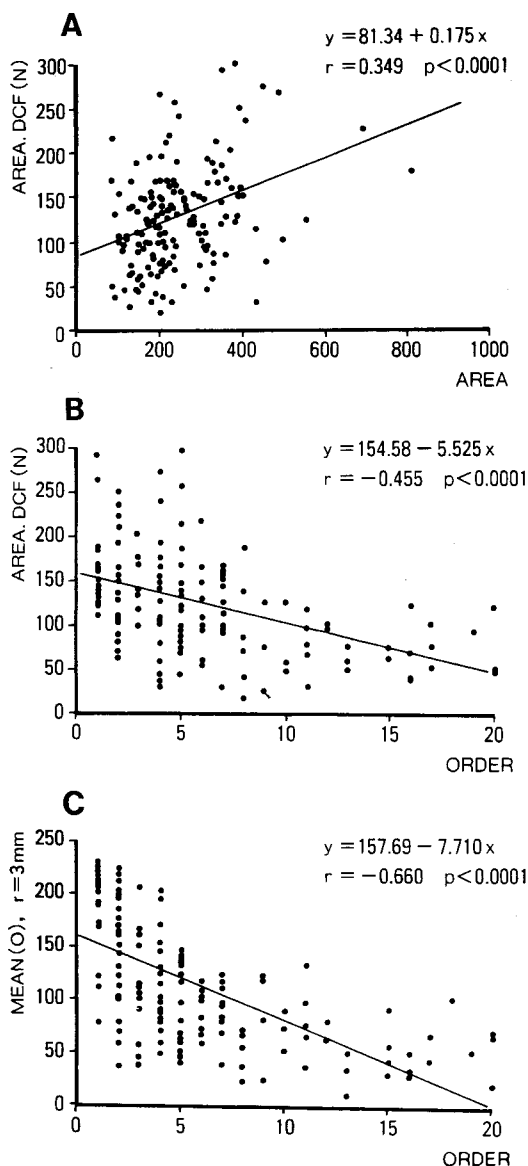


**Fig. 3** Three dimensional images of a case of lung cancer. A) Density image of chest radiogram prior to filtering with DCF(N). B) DCF(N) output image. Mountainous regions in the output image were extracted by DCF(N). The nodule (arrow) was detected and was ranked as the 1st candidate.

た。

候補領域のうち、腫瘍影群(181部位)、血管影同士の重なり群(1,045部位)、肋骨同士の重なり群(730部位)の3群のパラメータを比較した(Table 3, Fig. 2)。腫瘍影群と他の2群間で、検出順位、DCF(N)出力面積、濃度の半値幅、出力値の半値幅、半径3, 6, 9 mmの出力値の平均値、半径3, 6, 9 mmの出力値の勾配が中心点に向かっている成分の割合(以下、出力値勾配)に有意差( $p < 0.0001$ )を認めた。血管影群と肋骨群の間では、検出順位、DCF(N)出力面積、DCF(V)再処理出力値、濃度の半値幅、出力値の半値幅、半径3, 6 mmの濃度の平均値、半径3, 6 mmの出力値の平均値、半径3, 6, 9 mmの濃度の勾配が中心点に向かっている成分の割合(以下、濃度勾配)に有意差( $p < 0.0001$ )を認めた。なお、腫瘍影群と血管影群の間では半径3, 6, 9 mmの濃度平均値と同半径の濃度勾配には有意差を認めないが、同半径の出力値の平均値と同半径の出力値勾配は両群間に有意差( $p < 0.0001$ )を認めた。一方、腫瘍影群と肋骨群の間では半径3~9 mmの濃度勾配の割合には差を認めず、同半径の出力値勾配、同半径の出力値平均値、半径3, 6 mmの濃度平均値に有意差( $p < 0.0001$ )を認めた。

腫瘍影は、192例中170例(88.5%)では20位以下の候補として検出され、その内109例(56.8%)は候補順位1~5位、34例(17.7%)は6~10位、27例(14.1%)は11~20位であり、平均順位は $5.63 \pm 4.70$  (mean  $\pm$  S. D.)であった。検出順位が1位であっ



**Fig. 4** Correlations between computed parameters. A) Correlation of area of nodule (AREA) and area detected by DCF(N) (AREA, DCF(N)), B) Correlation of area detected by DCF(N) and rank of order of candidates (ORDER), C) Correlation of mean value of DCF(N) output (MEAN(O)), which diameter is 3mm, and rank of order of candidates.

た右上葉腫瘤影例の入出力データ(3次元プロット)をFig. 3に示す。

読影実験で経験1月間以下群の読影者7名全員が見

落した15例のDCF(N)検出成績は、1~5位8例、6~10位2例、11~20位例1例、20位以下4例であり、15例中11例がDCF(N)処理によって検出された。

**Table 4** Comparison of parameters between cases not detected and cases detected as first-ranked candidates by the computer system with DCF(N).

Parameters	not detected by computer system (n=22)	detected as 1st-ranked by computer system (n=24)	
Interpreting experiment			
Score of interpretation	1.63 ± 0.19	2.31 ± 0.16	p<0.01
Characteristics of density image			
Area of nodule (mm <sup>2</sup> )	208.00 ± 3.15	291.58 ± 21.86	p<0.02
Score of nodule density	1.55 ± 0.11	2.04 ± 0.04	p<0.0001
Score of vascular convergence	0.14 ± 0.08	0.75 ± 0.12	p<0.001
Score of spicula formation	0.27 ± 0.10	0.88 ± 0.14	p<0.0001
Score of overlay with posterior ribs	2.86 ± 0.57	4.88 ± 0.35	p<0.01
Score of overlay with anterior ribs	2.55 ± 0.47	2.96 ± 0.53	n. s.
Blood vessels overlaid with nodule	2.77 ± 0.29	3.67 ± 0.33	p<0.05
Blood vessels in the surrounding region of nodule	7.86 ± 0.46	11.08 ± 0.75	p<0.01
Computed values			
Entropy value of nodule region	3.252 ± 0.072	3.573 ± 0.090	p<0.01
Entropy value of surrounding region of nodule	3.467 ± 0.078	3.541 ± 0.089	n. s.
Output of DCF(V), nodule region	18.315 ± 1.706	27.941 ± 1.551	p<0.0001
Output of DCF(V), surrounding region of nodule	17.179 ± 1.232	24.759 ± 0.908	p<0.0001

Blood vessels: number of blood vessels. Output of DCF(V): part of the area of the region, which is output by filtering with DCF(V).

All values are expressed as mean ± S. E.

n. s.; not significant

**Table 5** Comparison of parameters between chest radiographs of low score group and high score group in the interpretation experiment (2).

Parameters	Cases(score<1.50) (n=34)	Cases(score≥2.75) (n=42)	
Rank of order of candidates	7.15 ± 0.97	4.36 ± 0.65	p<0.01
Area detected by DCF(N) (mm <sup>2</sup> )	160.85 ± 29.90	148.12 ± 8.95	n. s.
Area overlapping with DCF(V) (%)	63.15 ± 0.82	65.43 ± 0.79	n. s.
FWHM of density data (mm)	12.659 ± 0.358	14.015 ± 0.282	p<0.01
FWHM of DCF(N) output (mm)	8.261 ± 0.248	9.135 ± 0.202	p<0.01
Mean value of DCF(N) output (r=3 mm)	104.898 ± 9.720	133.842 ± 8.964	p<0.05
Mean value of DCF(N) output (r=6 mm)	45.847 ± 6.061	69.603 ± 6.014	p<0.01
Mean value of DCF(N) output (r=9 mm)	9.305 ± 1.615	17.172 ± 2.882	p<0.05
Gradient of DCF(N) output (r=6 mm)	45.676 ± 4.294	57.238 ± 2.815	p<0.05
Gradient of DCF(N) output (r=9 mm)	19.206 ± 4.621	38.881 ± 4.422	p<0.01

Area overlapping with DCF(V): part of DCF(N)-detected area, which is overlapping with DCF(V) output. FWHM: full width at half maximum. r: radius.

All values are expressed as mean ± S. E.

n. s.; not significant



腫瘍影群について、2・5・3と2・5・4で得られた結果の相関を検討した (Fig. 4). 腫瘍影の実測面積とDCF (N)出力面積との間にはごく弱い相関が認められた ( $r=0.349$ ,  $p<0.0001$ ). DCF (N)出力面積と検出順位は、有意に負相関した ( $r=-0.455$ ,  $p<0.0001$ ). また、半径3 mmの出力値の平均値と検出順位は有意に負相関した ( $r=-0.660$ ,  $p<0.0001$ ).

候補順位1位として検出された腫瘍影群 (24例) と、20位以内の候補として検出されなかった腫瘍影群 (22例) のデータを比較した (Table 4). 両群間で、腫瘍影の濃度、スピキュラの程度、腫瘍部と腫瘍周辺領域のDCF (V)出力値に有意差 ( $p<0.0001$ ) を認め、血管収束像の程度に有意差 ( $p<0.001$ ) を認めた. また、両群間で読影実験の平均スコア、後肋骨との重なり の程度、腫瘍影周辺の血管影数、腫瘍部のエントロピーに有意差 ( $p<0.01$ ) を認めた. しかし、両群間で前肋骨との重なり の程度や、腫瘍周辺領域のエントロピーには差を認めなかった.

また、入力データのDCF (N)処理で腫瘍影が候補として検出されたもので、2・2における平均スコアが1.50未満のX線像群 (34例) と2.75以上のX線像群 (42例) のDCF (N)処理データを比較した (Table 5). 両群間で、DCF (N)検出順位、濃度の半値幅、出力値の半値幅、半径6 mmの出力値、半径9 mmの出力値の勾配に有意差 ( $p<0.01$ ) を認めた.

### 3・4 胸部X線像の特徴とデジタル処理データの比較検討

X線像の特徴の指標のうち、腫瘍影周辺領域内の血管影の数と、同領域におけるDCF (V)出力値は正相関

を示した ( $r=0.398$ ,  $p<0.0001$ ) (Fig. 5).

## 4 考 察

医用画像の読影は、見る、計る、判断するの3つに集約され、特に画像の計測と判断は、人間固有の能力であると言われてきた. つまり、解剖学的知識や今までに得た経験によって、まず対象画像情報中にいくつかの異常候補領域を検出し、それらについて典型的な異常所見を認める場合、または正常の画像解剖学的知識のみでは説明出来ずに残る所見を異常と判断するわけである<sup>18)</sup>. しかし、読影に関する学習の程度によって、読影基準には個人差を伴い易く、かつ読影を効率良く行うことが出来るか否かという読影行為の効率性に差を生ずると考えられる<sup>19)</sup>.

今回の読影実験では、経験年数による検出成績の差が認められた. これは、Kundel and La Follette<sup>19)</sup>が報告しているように、読影の経験の程度によって、読影する視線の動きが全く異なり、いかに効率的な視線・視野の使い方をしているか、および正常・異常所見の特徴と出現頻度の高い部位を知識としていかに有しているかによるものと考えられた.

なお読影実験では、読影時間は検出成績に影響し、特に4秒未満の時に影響が大きいと報告されている<sup>20)</sup>. 本実験では、読影時間の影響が成績を左右する主体とならないように読影時間を5秒間に設定して施行した.

読影実験の平均スコアをX線像中の腫瘍影検出の難易度の指標とした場合、平均スコアの良好なX線像群と不良なX線像群との間で、腫瘍影の面積、濃度、および血管収束像に有意差を認めた (Table 2). 面積と濃度との相関係数は  $r=0.169$  ( $p<0.05$ ), 面積と血管収束像は  $r=0.179$  ( $p<0.05$ ) といずれも弱い相関関係を認めた. これらの結果から、いずれも腫瘍の進展に伴って変動するパラメータであるといわれ、読影の指標とされてきた従来の考え方を客観的に支持する結果を示しているものと考ええる. また、実験時の観察では、腫瘍影に胸膜陥入像が伴っているか否かで読影シートに記入するまでの時間が異なり、伴っているものではほとんど一瞥しただけで記入出来た観察者が多かった. これらの事実から、医師による読影では、腫瘍影自体の濃度や大きさとともに、腫瘍の進展に伴って生ずる周囲既存構造の変化<sup>21,22)</sup>が、腫瘍影を検出する際に重要な指標となっていることを示唆していると考ええる.

また、平均スコアの良好なX線像群と不良なX線像群との間で、後肋骨との重なり の程度に差を認めたが、

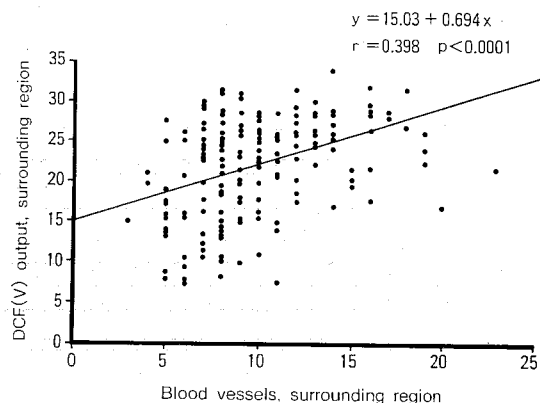


Fig. 5 Correlation between number of blood vessels in the surrounding region of the nodule and DCF (V) output of the surrounding region of the nodule.

前肋骨との重なり程度の差は認めなかった。ところで、腫瘤影の面積と後肋骨との重なり程度の間には  $r=0.389$  ( $p<0.0001$ )、面積と前肋骨との重なり程度の間には  $r=0.201$  ( $p<0.01$ ) の弱い相関を認めた。通常の胸部X線像では前肋骨の濃度自体が後肋骨に比べて低く観察されることが多く、そのために腫瘤影と重なった場合にもあまり影響を受けないという可能性を示唆している。

本研究で用いた DCF(N) は、過去に工学系から報告された線形フィルタ<sup>10)</sup> やサークルディテクタ<sup>13)</sup> などとは異なる二つの特徴を有している<sup>17)</sup>。第一は、末梢性肺癌とりわけ腺癌の多くが、中心部は瘢痕部分、中間部分は間質増生部分そして外層が肺胞上皮置換型の部分という組織構築を示すことが多いことを考慮して、フィルタを3重同心円状の構造としたことである。第二は、腫瘤影に血管影が重なっても血管影の影響を出来るだけ少なくして腫瘤影の濃度成分に対応した出力が得られるように、ウィンドウを放射状に方向分割したことである。一方、DCF(V) は腫瘤影よりも血管影を強調して出力させるように設計された。

肺腫瘍を含むX線像の入力データの DCF(N) 処理によって、全腫瘤影の 88.5% を検出できた。また、読影実験で経験1月間以下群全員が見落した15例のうち11例を検出可能とした。読影実験での腫瘤影の正診率が 81.8% であったことと比較しても、DCF(N) の腫瘤影検出の感度は十分であると言える。また、ファントム実験の結果も、これを支持している。

X線像の入力データを DCF(N) 処理することによって検出された候補領域のうち、腫瘤影群、血管の重なり群および肋骨の重なり群のデジタルデータを比較した。腫瘤影群と他の2群間には、半径3, 6, 9 mm の出力値の平均値と出力値勾配の割合において有意差を認めた (Fig. 2)。また、出力値の半値幅と検出順位との相関係数を3群についてみると、腫瘤影群では  $r=-0.466$  ( $p<0.0001$ ) であったが、血管群では  $r=-0.100$  ( $p<0.01$ )、肋骨群では  $r=-0.103$  ( $p<0.01$ ) であった。腫瘤影群については、検出順位と DCF(N) 出力面積、順位と半径3 mm の出力値の平均値が有意に相関していた (Fig. 4)。これらの結果から、DCF(N) は肺領域内に出現する限局性濃度域が腫瘤影か否かを、出力値に関するパラメータである程度判別できる可能性を有しているといえる。これらの候補陰影群は、人間の目で読影した場合にも鑑別が困難な場合があり<sup>23)</sup>、コンピュータ処理による情報が加味された場合には鑑別が容易になる可能性がある。ただし、今回検討した

パラメータのみを用いて行った3候補群の判別分析では誤判別率が高く、良好な成績は得られなかった。実用化に向けてためには、別のパラメータについても検討することが必要と考える。

DCF(N) 処理によって1位の候補として検出された腫瘤影群と20位以下で見落しとなった腫瘤影群のX線像の特徴を比較すると (Table 4)、両群間で面積、血管収束像、後肋骨との重なり程度などに有意差を認め、読影の平均スコアにも差が認められた。また、DCF(N) 処理で腫瘤影が検出されたX線像のうち、読影成績の良好なX線像群と不良なX線像群との間で、濃度の半値幅、出力値の半値幅、出力値の平均値、出力値勾配に有意差を認めた (Table 5)。人間の読影行動学的な分析結果を、コンピュータが客観的に支持している。

しかし、デジタル処理データについては、読影結果と DCF(N) 検出結果では傾向を異にしている (Table 2, Table 4)。読影実験の平均スコアが良好なX線像群と不良なX線像群の比較では、両群間で腫瘤周辺領域のエントロピーに差を認め、腫瘤部のエントロピー、腫瘤部と腫瘤周辺領域の DCF(V) 出力値には差を認めなかった。一方、DCF(N) 処理による腫瘤影検出順位が1位のX線像群と20位以下となったX線像群の比較では、両群間で腫瘤部のエントロピーと両領域の DCF(V) 出力値に差を認め、腫瘤周辺領域のエントロピーには差を認めなかった。ところで、エントロピーは画面の性質すなわちテクスチャ特性<sup>16)</sup> を表し、値が大きいときにはテクスチャが細かいことを示す。また、DCF(V) 出力値はその特性から局所領域の画質とりわけコントラストの良さを反映した指標と考えられる。つまり、人間の読影成績には、腫瘤影の周辺領域のテクスチャ特性がつよく影響すると考えられる。一方、DCF(N) 処理の検出順位には腫瘤部のテクスチャ特性が影響し、かつ腫瘤部や腫瘤周辺領域のコントラストが DCF(N) による腫瘤影検出能に影響を及ぼすと考えられる。胸部X線像のテクスチャ解析は、びまん性肺疾患を主な対象として研究されている<sup>24,25)</sup>。テクスチャ解析の手法をこのような肺腫瘍影の周辺領域の解析に応用することによって、腫瘤影の検出能に影響するX線像因子を定量的に知ることが出来る可能性がある。他の濃度値統計量についても検討することが必要であると考ええる。

X線像を目でみた指標である腫瘤影周辺領域内の血管影の数と、オリジナルデータの同領域 DCF(V) 出力値は正の相関を示した (Fig. 5)。X線像上での末梢肺

血管影の密度を表す客観的指標の一つとして、DCF(V)出力値を利用できる可能性を示している。

画像認識的解析は、1) 対象とする入力画像内から、ある特徴を有する候補部分をコンピュータを用いて出力し(特徴抽出)、2) 出力候補の特徴を数値化客観化して表す、3) 入力画像の濃度に関するデータや読影結果と、コンピュータの客観量との関係を検討する、さらには4) 有用なパラメータを用いて、抽出された候補の判別を行う、そして最終的には5) すべてのステップを包括して診断支援システム、自動診断システムへ応用する、といういくつかの段階を踏むべきものと考えられる<sup>26)</sup>。本稿では、胸部X線像の肺腫瘍影の検出に関する画像認識的解析を行い、診断支援システムの基礎データとなり得る上記ステップの1)~3)について結果を得た。

胸部X線像読影時の肺腫瘍影の見落しを少なくするためには、質の揃った複数の医師による詳細な読影を必要とする。この読影作業の前段階に、コンピュータによる診断支援システムを組み込むことが出来れば、医師が行うべき読影の作業量をかなり省力化出来る可能性がある。今後は、候補領域を低い誤判率で判別可能なパラメータを選び、重みづけて組合せて検討することが必要である。その段階を経て、診断支援システムのステップへ近づくと期待される。

## 5 結 論

1) 腫瘍影の検出、分析を目的とした指向性コントラストフィルタとして、限局性濃度域検出用のDCF(N)と線状成分検出用のDCF(V)を開発した。肺野型肺癌192例の胸部単純X線像を用いた読影実験とコンピュータ解析を行い、以下の結果を得た。

2) X線像のDCF(N)処理により、候補として検出された腫瘍影群と血管影群および肋骨群間では、出力値のパラメータ(平均値および勾配)に有意差を認めた。

3) 腫瘍影に関しては、192例中170例(88.5%)を検出でき、平均順位は5.63位であった。検出順位とDCF(N)出力面積、検出順位と候補領域中心部の出力値の平均値は有意に相関した。

4) 読影による腫瘍影検出の成績の良好なX線像群と不良なX線像群との間では、腫瘍影の面積、濃度、血管収束像に有意差を認めた。また、両群間で後肋骨との重なり程度に有意差を認めたが、前肋骨との重なり程度には差を認めなかった。これらの結果は、コンピュータ処理によるパラメータが客観的に支持して

いる。

5) DCF(N)やDCF(V)を用いた胸部X線像の画像認識的解析は、胸部X線像における肺腫瘍影のコンピュータによる診断支援システムの開発に重要な役割を有すると考えられた。

稿を終えるにあたり、御指導・御校閲いただきました本学内科学第3講座 鈴木 明教授、ならびに御助言、御校閲いただきました本学公衆衛生学講座 三宅浩次教授に深謝いたします。また、本研究に御協力いただいた日本アイ・ピー・エム(株)東京基礎研究所 鈴木英夫工学博士、ならびに名取 博助教授、高島博嗣医学士をはじめ本学内科学第3講座の教室員各位に深謝いたします。肺癌症例の胸部X線像の収集にあたっては、日本肺癌学会・X線病型分類委員会の多大なる協力があった事を記し、感謝の意を表します。

## 文 献

1. Birkelo, C. C., Chamberlain, W. E., Phelps, P. S., Schools, P. E. and Zacks, D.: Tuberculosis case finding: a comparison of the effectiveness of various roentgenographic and photofluorographic methods. **JAMA** 133, 359-366 (1947).
2. Cochrane, A. L. and Garland, L. H.: Observer error in the interpretation of chest films. **Lancet** 2, 505-509 (1952).
3. Yerushalmy, J.: The statistical assessment of the variability in observer perception and description of roentgenographic pulmonary shadows. **Radiol. Clin. North Am.** 7, 381-392 (1969).
4. Guiss, L. W. and Kuenstler, P.: A retrospective view of survey photofluorograms of persons with lung cancer. **Cancer** 13, 91-95 (1960).
5. Muhm, J. R., Miller, W. E., Fontana, R. S., Sanderson, D. R. and Uhlenhopp, M. A.: Lung cancer detected during a screening program using four-month chest radiographs. **Radiology** 148, 609-615 (1983).
6. 田中利彦, 柚田勝輝, 小林洋二, 松崎 稔, 野田和正, 上岡博史: 肺癌の集団検診の見落とし誤診例の検討. **日胸** 43, 832-838 (1984).
7. 山本二三子, 堀越一彦: 肺癌の集団検診. **画像診断** 4, 123-136 (1984).
8. 松崎 稔, 田中利彦, 小泉 宏, 赤間静子, 青山三男, 酒井 昭, 青梅川秀敏, 孫田誠三, 山本 鼎, 関口繁男, 佐多和彦, 山本一郎, 鈴木 明: 肺癌検診成績の検討—川崎市における成績を中心にして—. **呼吸** 4, 441-446 (1985).

9. 木戸出正継, 恒川 尚: 医用画像処理・認識, 田村秀行監修: コンピュータ画像処理入門, 191-204, 総研出版, 東京 (1985).
10. Toriwaki, J., Suenaga, Y., Negoro, T. and Fukumura, T.: Pattern recognition of chest x-ray images. **Comput. Graph. Image Process.** 2, 252-271 (1973).
11. Harlow, C. A. and Eisenbeis, S. A.: The analysis of radiographic images. **IEEE Trans. Comput. C-22**, 678-689 (1973).
12. Hall, E. L., Rouge, B. K. and Kruger, R. P.: Automated chest x-ray analysis. **SPIE 89 Applicat. Optics Med. Biol.** 109-118 (1976).
13. Ballard, D. H. and Sklansky, J.: A ladder-structured decision tree for recognizing tumors in chest radiographs. **IEEE Trans. Comput. C-25**, 503-513 (1976).
14. Lampeter, W. A. and Wandtke, J. C.: Computerized search of chest radiographs for nodules. **Invest. Radiol.** 21, 384-390 (1986).
15. Giger, M. L., Doi, K. and MacMahon, H.: Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography. 3. Automated detection of nodules in peripheral lung fields. **Med. Phys.** 15, 158-166 (1988).
16. 長尾 真: テクスチャ特徴. 画像認識論. 92-102. コロナ社, 東京 (1983).
17. 鈴木英夫, 伊藤昭治, 鈴木 明, 森 雅樹: 肺癌検出を目的とした胸部X線画像解析システム. **画像工学コンファレンス論文集** 16, 145-148 (1985).
18. 赤塚孝雄: X線像をみる人間の目と機械の目. **外科** 43, 1284-1288 (1981).
19. Kundel, H. L. and La Follette, P. S.: Visual search patterns and experience with radiological images. **Radiology** 103, 523-528 (1972).
20. Oestmann, J. W., Greene, R., Kushner, D. C., Bourgouin, P. M., Linetsky, L. and Llewellyn, H. J.: Lung lesions: correlation between viewing time and detection. **Radiology** 166, 451-453 (1988).
21. Suzuki, A.: Growth characteristics of peripheral type adenocarcinoma of the lung in terms of roentgenologic findings, In: Shimosato, Y., Melamed, M. R. and Nettesheimm P.: Morphogenesis of lung cancer, vol. 1. 91-110, CRC Press, Boca Raton (1982).
22. Fraser, R. G., Paré, J. A. P., Paré, P. D., Fraser, R. S. and Genereux, G. P.: Neoplastic disease of the lungs; roentgenographic manifestations. In: Fraser, R. G., Paré, J. A. P., Paré, P. D., Fraser, R. S. and Genereux G. P.: Diagnosis of diseases of the chest (3rd ed.), vol. 2. 1367-1442, W. B. Saunders Co., Philadelphia (1989).
23. 守谷欣明: 精度管理のための画質の向上. **結核** 64, 49-55 (1989).
24. Katsuragawa, S., Doi, K. and MacMahon, H.: Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography: detection and characterization of interstitial lung disease in digital chest radiographs. **Med. Phys.** 15, 311-319 (1988).
25. Katsuragawa, S., Doi, K. and MacMahon, H.: Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography: classification of normal and abnormal lungs with interstitial disease in chest images. **Med. Phys.** 16, 38-44 (1989).
26. 鳥脇純一郎: 計算機による自動診断の進歩. デジタルX線映像法に基づく高精度胸部X線像の計算機診断の基礎的研究. 昭和63年度科学研究費補助金(一般研究B)研究成果報告書. 13-21 (1989).

別刷請求先:

(〒060) 札幌市中央区南1条西16丁目

札幌医科大学内科学第3講座 森 雅樹